



TITLE:

# 胃粘膜分光反射率測定と内視鏡画像の色再現シミュレーション(第2回先端技術における数理科学的諸問題の解明)

AUTHOR(S):

関谷, 尊臣; 三宅, 洋一; 原, 忠義

---

CITATION:

関谷, 尊臣 ...[et al]. 胃粘膜分光反射率測定と内視鏡画像の色再現シミュレーション(第2回先端技術における数理科学的諸問題の解明). 数理解析研究所講究録 1990, 736: 100-130

ISSUE DATE:

1990-12

URL:

<http://hdl.handle.net/2433/102032>

RIGHT:

## 胃粘膜分光反射率測定と内視鏡画像の

### 色再現シミュレーション

関谷 尊臣 (Takaomi Sekiya)\*, 三宅 洋一 (Yoichi Miyake)\*  
原 忠義 (Tadayoshi Hara)\*\*

\* 千葉大学大学院自然科学研究科  
\*\* オリンパス光学工業株式会社

#### 1. はじめに

医療診断において画像の果たす役割は、きわめて重要である。特に外見からは観察しえない身体内部の様相を的確に表示できるX線写真やCT・NMRなどは、診断を行なう上で大いに貢献している。しかしながらこれらの画像は人間が直接観察しているものではなく、擬似的に画像として捉えたものである。

一方、内視鏡画像では、ファイバースコープを介しているとはいえ、医師がリアルタイムに身体内部を直接診断できるという利点がある。また、CCDカメラを内蔵した電子スコープでは、複数の医師が同時に観察を行なうことも可能である。さらに、最近の内視鏡では、メス、鉗子なども同時に挿入することが可能であり、簡単な外科的処置ならば開腹手術を行なわずとも実施できる。<sup>1)</sup>

このように直接観察できる装置では、被写体である粘膜の色を正しく表示することができるかが問題となる。ファイバースコープで医師が直接観察した色と、同時に撮影された写真の再現色、あるいは電子スコープで表示されるCRT上の再現色とに差が生じてしまうことがある。医師が診断を行なう上で注目している領域は、形状の差異や凹凸の有無に加えて、周辺領域との色差により捉えられることが多い。

システムの色再現の向上を図るためには、生体粘膜の分光

スペクトル分布を知ることが重要になる。そこで我々は、生体粘膜の分光反射率を測定できる内視鏡分光器（OMA）を開発し、装置の分光精度の検討と可視光域での胃粘膜生体スペクトルの測定を行なって来た。<sup>2)3)</sup> 本論文においては、内視鏡分光器の測定波長域を赤外域に拡張し、分光診断の可能性について検討を行なった。すなわち、600nmを超える長波長光は身体内部への浸達度が大きいことから<sup>4)</sup> 胃壁内部の血管などの情報を取得できると考えたためである。

臨床実験は東邦大学大橋病院の酒井教授の協力により72名計427例について行ない、実験ミスの125例を除いた分光反射率302例について各種病変の統計的解析と電子スコープの色再現シミュレーションを行なった。

一方、内視鏡分光器では画像中の一ヶ所の分光スペクトルしか測定できない。そこで電子スコープに多数の半値幅の狭い干渉フィルタを挿入してマルチバンド画像を撮影し2次元の分光スペクトルを推定するシステムを構築し、胃模型の2次元分光スペクトルの測定も試みた。

## 2. 内視鏡分光器による分光反射率の計測

本研究で使用した内視鏡分光器のシステムをFig.1に示す。内視鏡システムはオリンパス社製のCLVとGIF-Q20を、分光器のシステムにはEG&G社のシステム1451を用いた。光源からの光はライトガイドを介して被写体に照射される。その反射光はイメージガイドを通して、接眼部に導かれる。また反射光の一部は分光器に入射される。分光器の射出瞳には1024チャンネルからなるCCDラインセンサを設け、この出力をホストコンピュータにより記録し解析を行なった。分光器に導かれる光束は直径0.24mmで、視野中の遠景指標により表示される。そのサイズは観察距離が2cmのとき直径4mmと

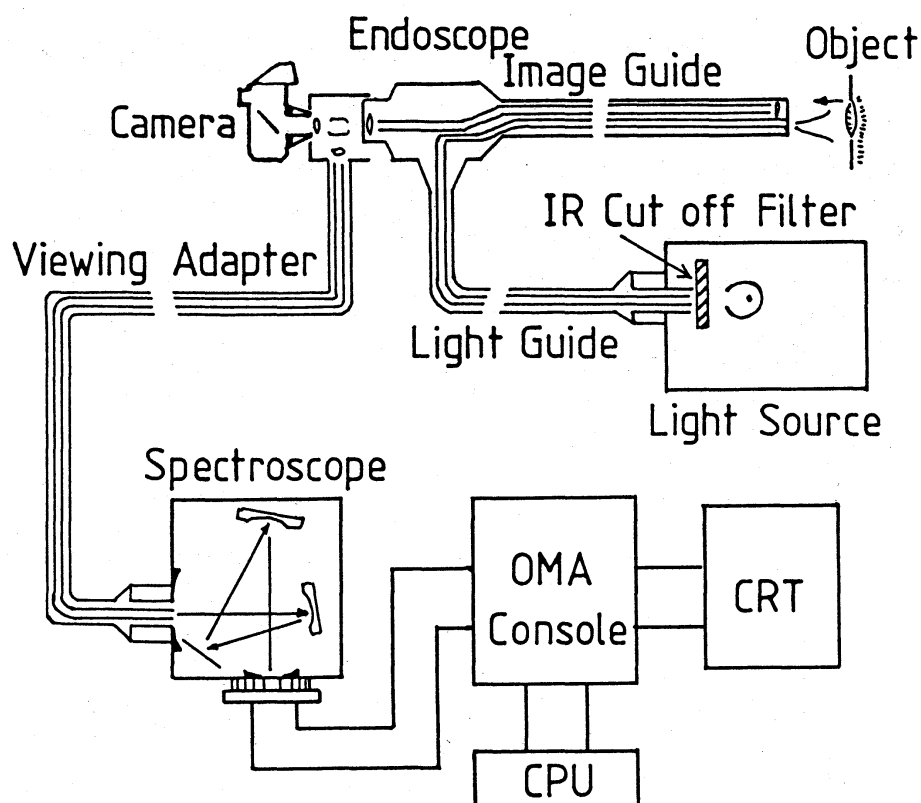


Fig. 1 内視鏡分光器システム

なっている。

キセノン光源が発する熱線（遠赤外線）は、ライトガイドを通して生体粘膜を損傷させ、また光源に接しているファイバ自身を焼失させる。それ故キセノン光源とライトガイドの間には焼き付き防止用の赤外線カットフィルタが装着されている。そこで、測定時のみフィルタを外せるよう光源部を改造し、赤外部の分光反射率測定を行なった。なお測定後約10秒で赤外フィルタを復帰させている。

赤外カットフィルタを外すことにより、分光される光源の波長域は350nmから1200nmで、CCDの各チャンネルが1nmに対応している。しかしながら使用している光ファイバの分光透過率とCCDセンサの感度から、実際に測定が可能な波長域は450nmから900nmであった。

測定に要する時間は0.4秒であるが、ホストコンピュータへのデータ転送に約10秒を要する。実際の臨床ではこの時間内

に次の病変に移動できるため、この時間遅れは問題にならなかった。

この装置で測定されるのは被写体の相対的な分光反射強度である。従って分光反射率を求めるには同距離で得られるMgOなどの標準白色板で正規化する必要がある。しかしながら胃内部に標準白色を置くことは不可能であるし、実際の測定距離を計測することも困難である。そこでFig. 2に示すようにMgOの分光強度分布を多数の距離で測定し、実際の測定により得られた分光強度分布と比較を行なった。この方法により、正規化に使用されるMgOの分光強度分布を知ると共に実際の測定時の被写体と内視鏡の先端との距離を推定することが可能となった。また、キセノン光源特有のスペクトル（特に830nm）も、この手法で除去できた。

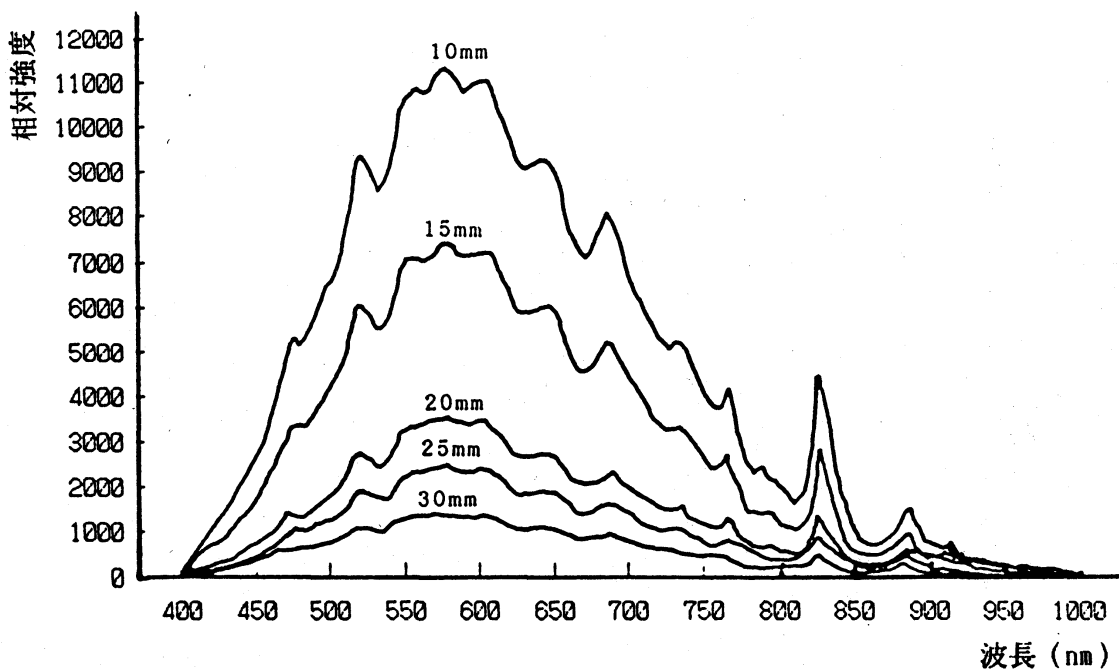


Fig. 2 MgOの分光反射強度（測定距離10mm-30mm）

分光器とCCDセンサのチャンネルとの波長校正は、水銀ランプのスペクトルにより行なった。Fig. 3に用いた水銀ランプの発光スペクトルを示す。実際には反射率を求める際、ノイズ除去のため5 nmおきのデータとなるように平滑化を行なっている。

また、測定領域に光源の直接反射光が入射する場合があるため、内視鏡の先端部を光学テーブル上に固定し、被写体とした平面のプレートの傾きと距離を変化させて内視鏡での測定可能範囲を計測した。Fig. 4に本研究に使用した内視鏡での測定可能範囲を示す。内視鏡の先端にはイメージガイドにつながる対物レンズを挟むようにライトガイドによる光源用の窓が2ヶ所存在する。そのため、Fig. 4に示されるように変則的な形で測定不可能な領域が生じた。

一方、測定距離による影響もあり、あまり被写体との距離が離れてしまうと十分な光量が得られずに測定できない。そ

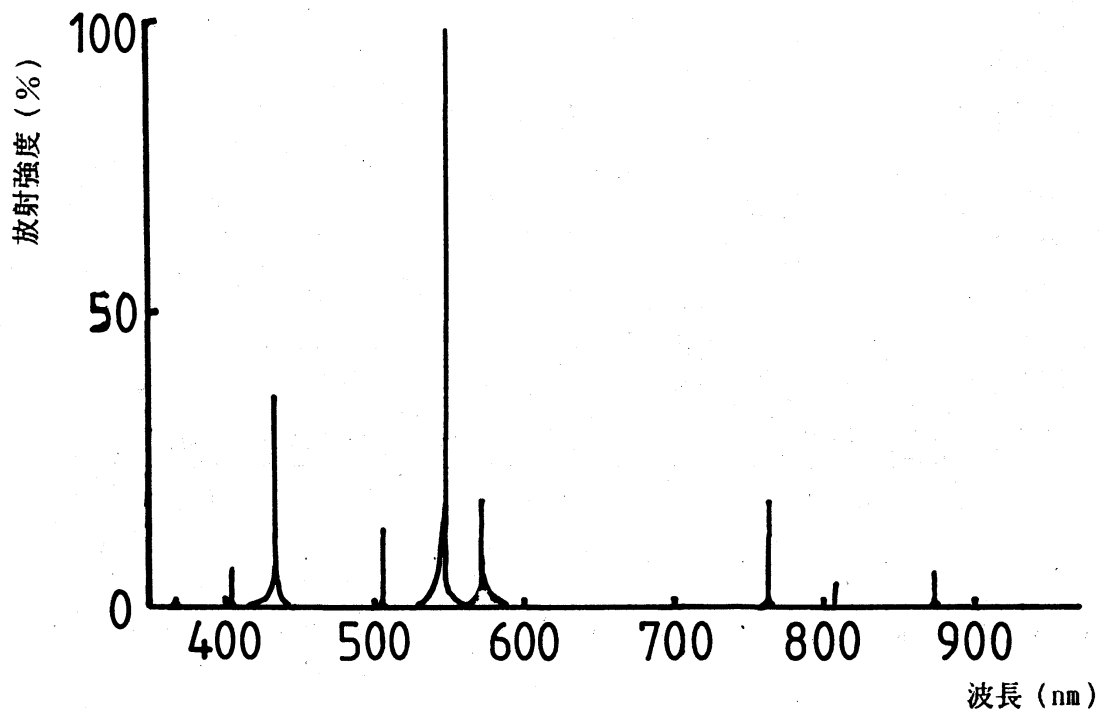


Fig. 3 水銀ランプの分光放射分布

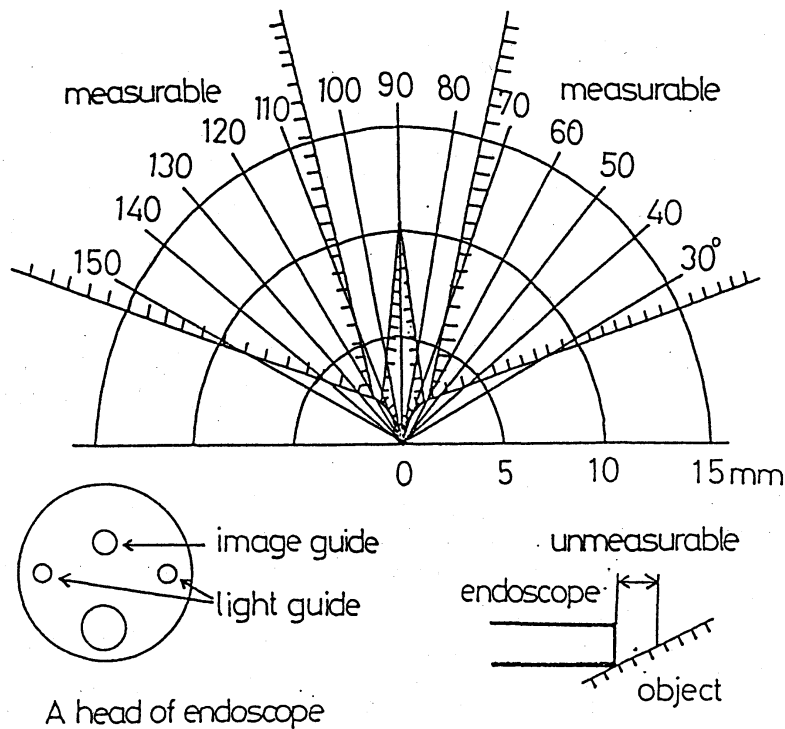


Fig. 4 直視型内視鏡の測定可能範囲

の結果について Fig. 5 を示す。臨床において食道などの円筒部位を観察する場合では目標までの距離はかなり大きくなる。しかしながら内視鏡分光器の測定領域内いっばいに捉える必要があるため、実際には 5 mm から 50 mm 以内で測定が行なわれる。正規化に用いられる MgO の分光強度も、20 mm の距離のものが使用されることが多かった。

次に色票を用いて、スペクトルの測定精度について考察を行なった。測定距離 20 mm で、直接反射光が測定域に入射しないように光軸に垂直に色票を置き、分光スペクトルを求めた。リファレンスのため、同じ色票を分光光度計を用いて反射率を測定し比較した。Fig. 6 に  $u'v'$  色度図上での位置を示している。両者による測定はよく一致しており、分光反射率測定の精度は十分である。

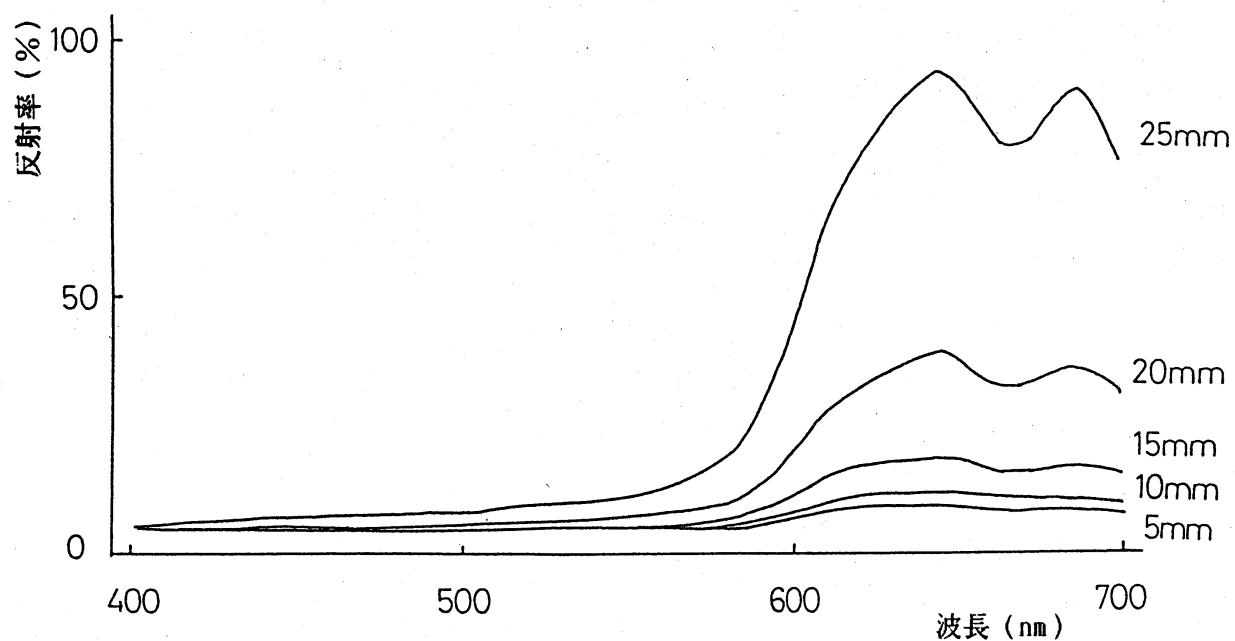


Fig. 5 測定距離に対する分光反射率の変化

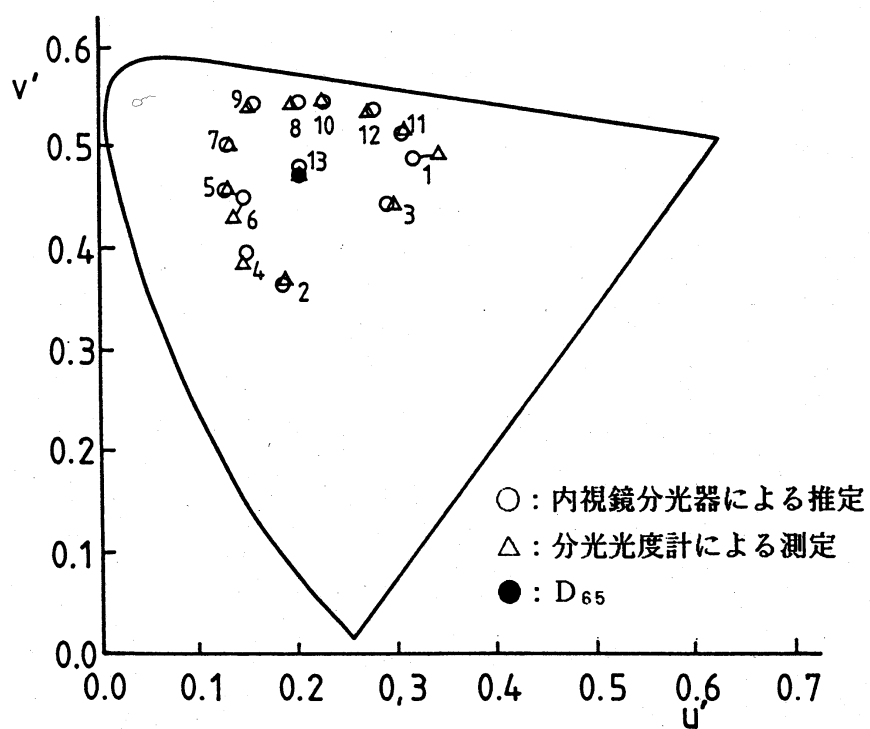


Fig. 6 内視鏡分光器の精度評価用色票の色度値



本装置を用いて臨床実験を行ない，約1年間で72名から427例のスペクトルデータを採集した。各データの測定と同時に同一患部を35mmフィルムで写真撮影し，また医師に測定部位の診断をお願いした。測定の瞬間に胃壁が移動し目的の部位が測定できなかったり，光源の直接反射光が測定領域中に入った場合などの失敗例を同時撮影された写真によって選別し，病変別に分類した結果をTable 1に示す。

Table 1 病変分類

1. 正常部	81例
2. 発赤	123例
3. 発赤線条	22例
4. ポリープ	5例
5. 血管	12例
6. 出血点	3例
7. 潰瘍	13例
8. 腫瘍	7例
9. びらん	9例
10. その他	27例

またFig. 7に代表的な病変の分光反射率の例を示す。血液は液体であるため分光反射率を測定した例は見られないが，550nmから600nmにかけての吸収は，ヘモグロビン特有のものと思われる<sup>5)</sup>。また，500nm未満のB成分のスペクトルは，全体から見てあまり重要でないことが判る。血液の色に左右される胃壁の色は，やはりR成分の差異として現われるようである。また750nmから900nmまでの近赤外の領域で，高い反射率を示していることが判る。

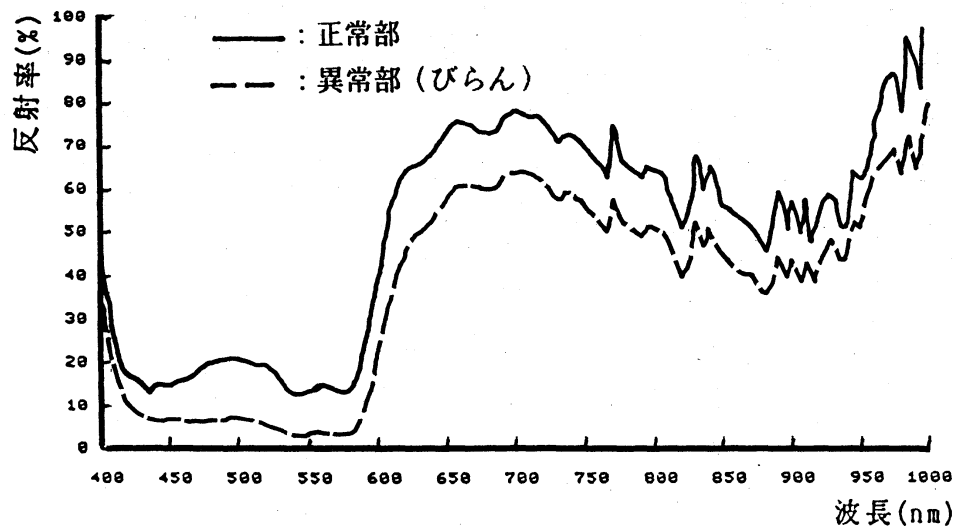


Fig. 7 生体分光反射率分布の1例

### 3. スペクトルデータに基づく異常部の特徴抽出

得られた分光反射率のデータに基づき、病変別に各波長をパラメータとして主成分分析法を用いて特徴抽出を行なった。しかしながら主成分得点にばらつきが大きく、スペクトルデータから直接特徴を抽出することは困難であった<sup>6)</sup>。その原因として、病変の発生部位の違いや血液濃度などによる個人差が大きく影響すると思われる。そこで、病変部の分光反射率測定に次いで周辺の正常粘膜の分光反射率を測定し、式(1)に示されるような両者の分光反射率の差を用いて病変特有なスペクトルを抽出することを考えた。

$$dR(\lambda) = Ra(\lambda) - Rn(\lambda) \quad (1)$$

ここで、 $dR(\lambda)$ はスペクトルの差、 $Ra(\lambda)$ は医師により異常と診断された部位の分光反射率、 $Rn(\lambda)$ は正常部の分光反

射率を示している。Fig. 8は、このようにして求めたびらんと潰瘍のスペクトルの例である。びらんでは500nmと600nmに吸収が認められ、潰瘍では630nmから720nmに顕著な吸収が認められる。これらの特徴は他の患者の同じ疾病にも同様に見られた。すなわち各個人の正常粘膜スペクトルで正規化を行うことにより疾病特有のスペクトルの抽出を行うことができた。この結果はスペクトルデータに基づいた自動診断の可能性を示唆している。

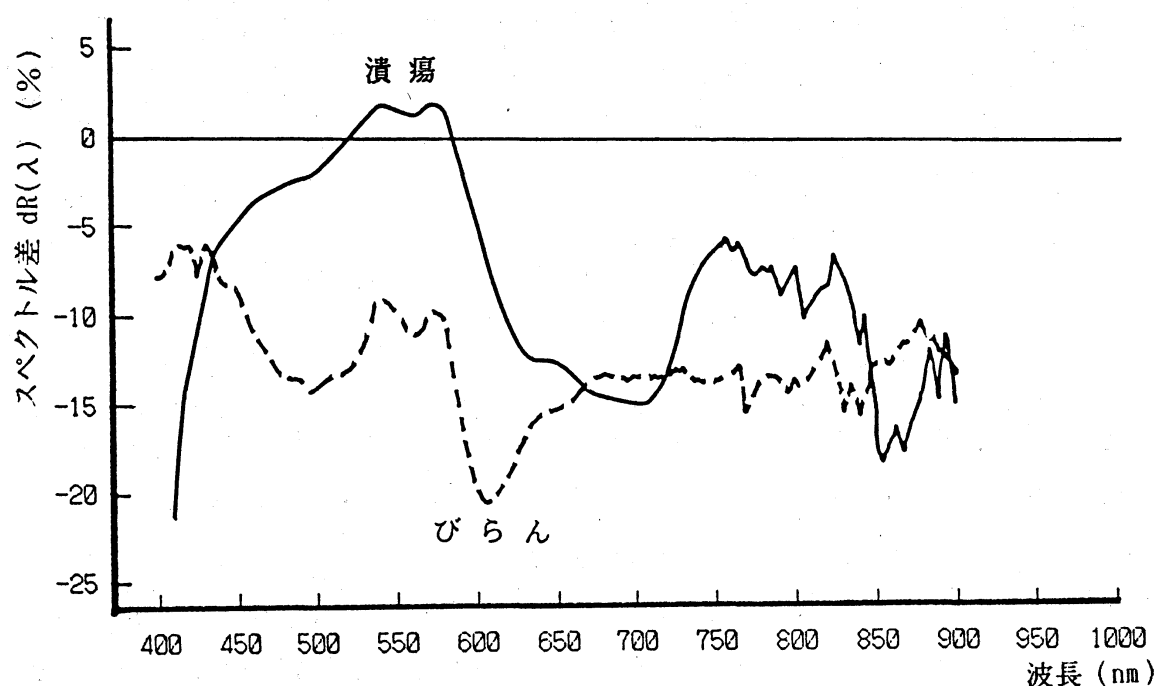


Fig. 8 正常部と異常部の分光スペクトルの差  $dR(\lambda)$

#### 4. 生体スペクトルに基づく色再現シミュレーション

Fig. 9に電子スコープのシステムを示す。本システムはオリンパス社製CV1とGIF-V10Zからなる内視鏡部と、画像入出力装置NEXUS6410、ソニー社製の13inchモニタCRTからなる。CV1ではNTSC方式のTV信号を出力するため、3色分解フィルタを回転させる面順次方式が採用されており、

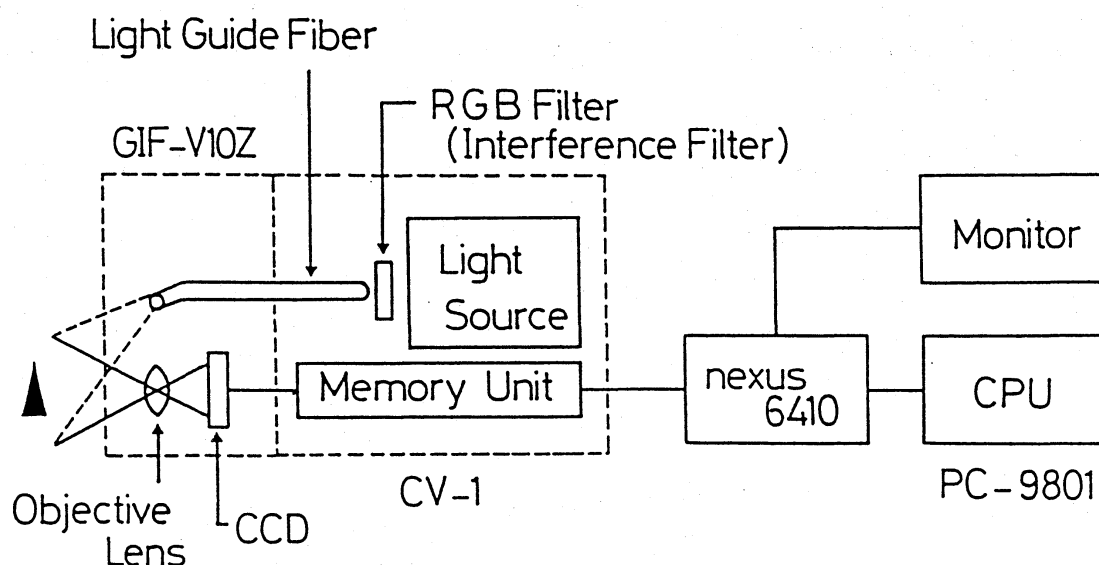


Fig. 9 電子スコープシステム

内視鏡先端のモノクロCCDカメラ（約4万画素）により2次元の画像が記録される。また赤外カットフィルタは、キセノン光源とCCDセンサとに装着されている。電子スコープの信号はR, G, BメモリからのNTSC信号に変換後出力され、画素数 $512 \times 480$ 、量子化レベル8bits、R, G, B各1枚のフレームメモリを内蔵している画像入出力装置により記録される。この装置はパーソナルコンピュータに接続されており、そこから制御することができる。

本システムに使用されている3色分解フィルタの分光透過率をFig.10に示す。Bフィルタの波長域はファイバ透過率の小さい $450\text{nm}$ 以下の領域を含んでおり、ノイズの発生が懸念される。またRフィルタでは赤外カットフィルタのため可視域中の $650\text{nm}$ から $780\text{nm}$ がカットされ、内視鏡画像の中心となる赤色の再現が十分とは言えない。このフィルタによって透過される生体スペクトルの例をFig.11に示す。測定波長範囲が

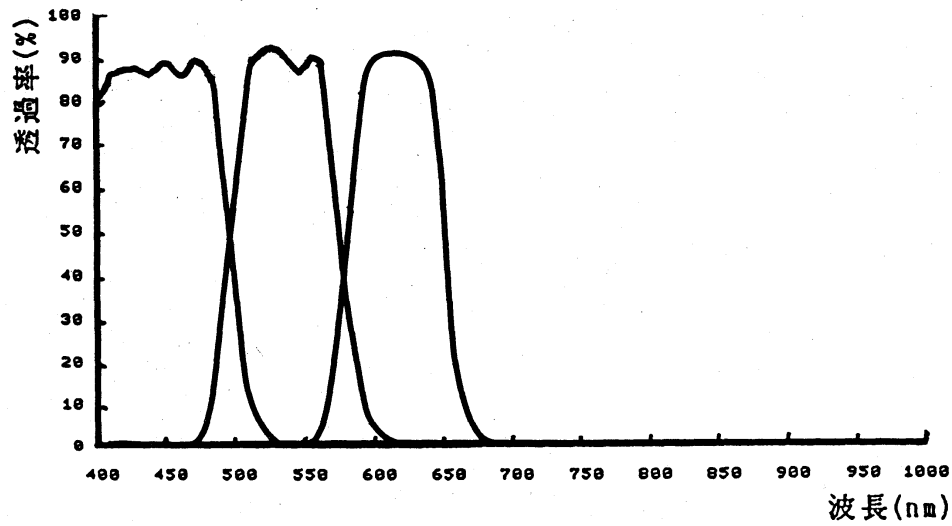


Fig.10 3色分解フィルタの分光透過率分布

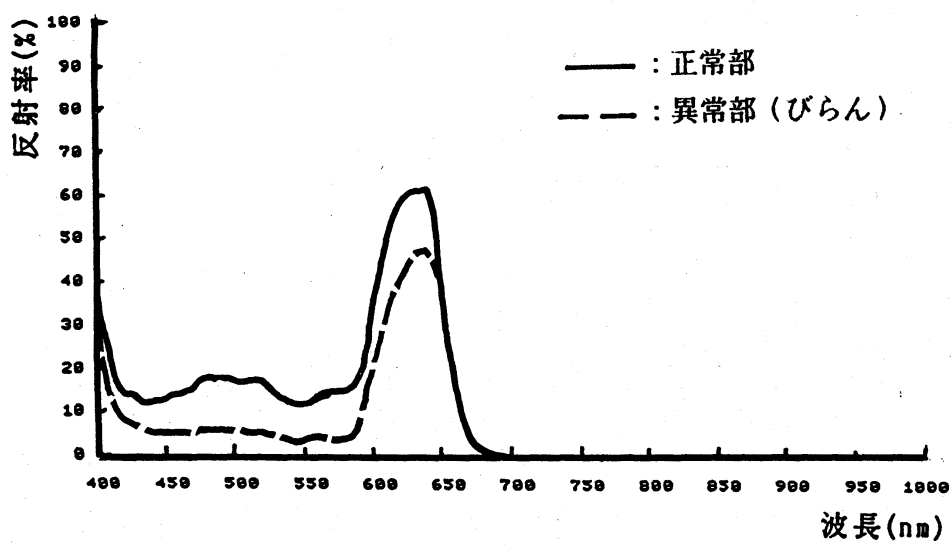


Fig.11 3色分解フィルタによる生体スペクトル分布

狭いことが判る。

そこで、色再現を考慮した新しいフィルタを設計し、計算機シミュレーションを行なった。<sup>7)</sup> また、分光スペクトル上重要でないB成分に変えてIR領域を透過するフィルタを使用し、赤外光による擬似カラー表示の観察についても考察する。このとき赤外カットフィルタもあわせて変化させる。赤外光は胃壁内部まで到達して反射するために内部の血管や胃壁の構造に左右され、表面反射の可視光による再現とは異なる色を観察できると考えられる。

Fig.12に示すのは、理想的な3色分解フィルタの例である。短波長域は制限され、長波長域は780nmまで十分に伸ばしている。このフィルタによりシミュレートされた粘膜スペクトルの例をFig.13に示す。またFig.14には、近赤外域を含むフィルタを示す。赤外光をCRTで表示することはできない。そこで、CRTの3原色に割り当てられるCCDの信号を、

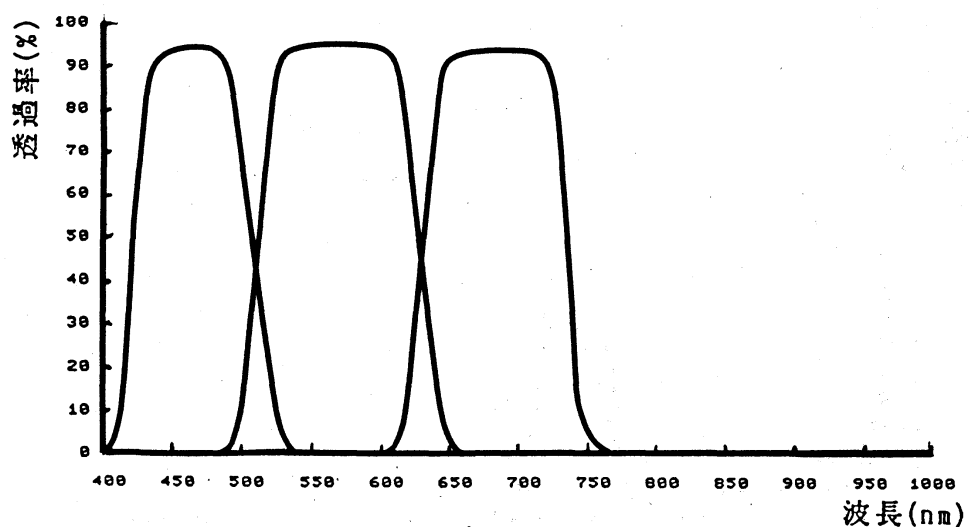


Fig.12 理想的な3色分解フィルタの分光透過率分布

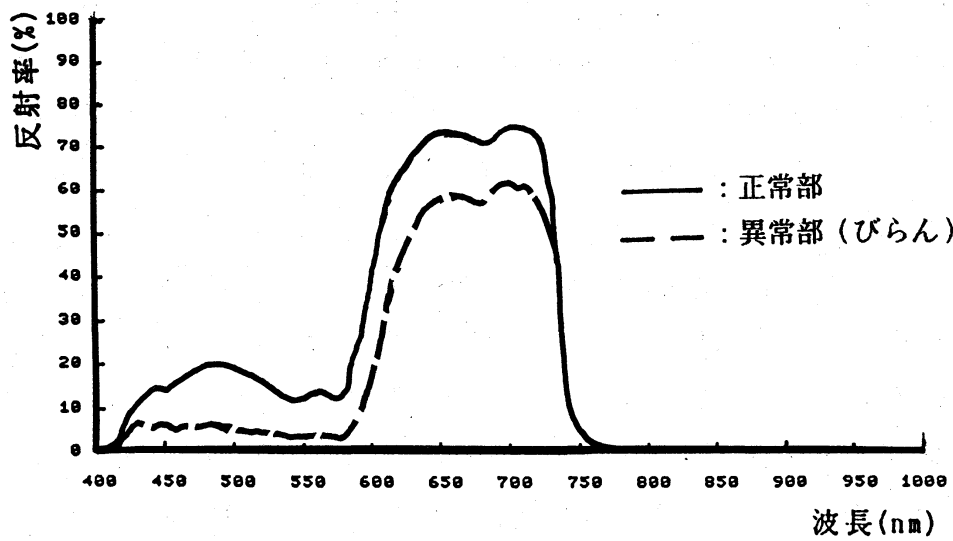


Fig.13 理想的な3色分解フィルタによる生体スペクトル

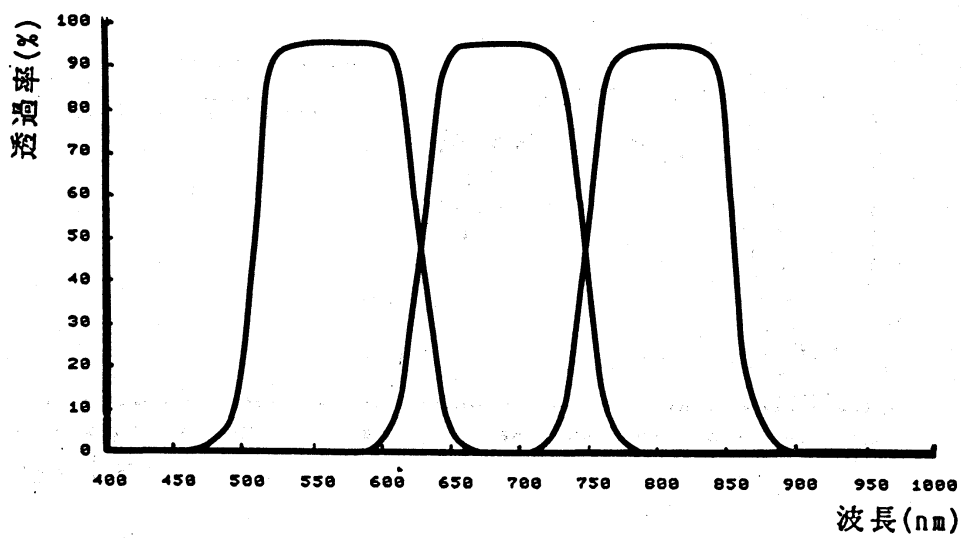


Fig.14 近赤外域を含むフィルタ

フィルタによって変化させて擬似カラー表示した。G, R, IRをそれぞれB, G, Rに対応させる場合（“シフト型”）と、G, RはそのままIRをBに対応させる（“B表示型”）2つの方法で擬似カラー表示を行なった。各々の場合のシミュレーションの結果をFigs. 15, 16に示す。

実際には、各フィルタによる光はCCDによって積分され各画像メモリに記憶される。しかしながらどのような積分が行なわれているか判らないため、このスペクトル分布からCRTに表現される色を計算により求めた。

画像表示用のソニー社製13インチCRTの各蛍光体の色度座標(CIE 1931 xyz)は、次のようになっている。

	X	Y	Z
赤	0.644	0.328	0.028
緑	0.283	0.597	0.120
青	0.151	0.053	0.796

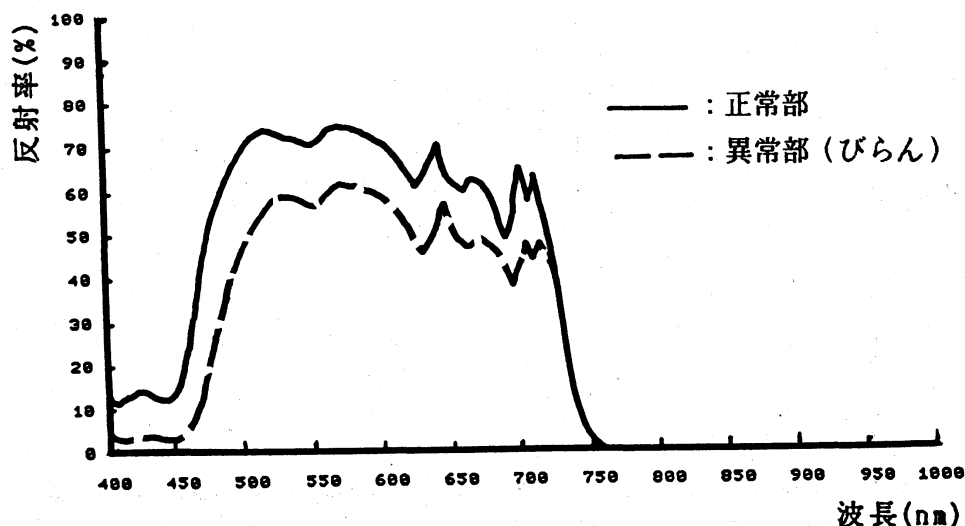


Fig.15 赤外表示方式シフト型の生体スペクトル



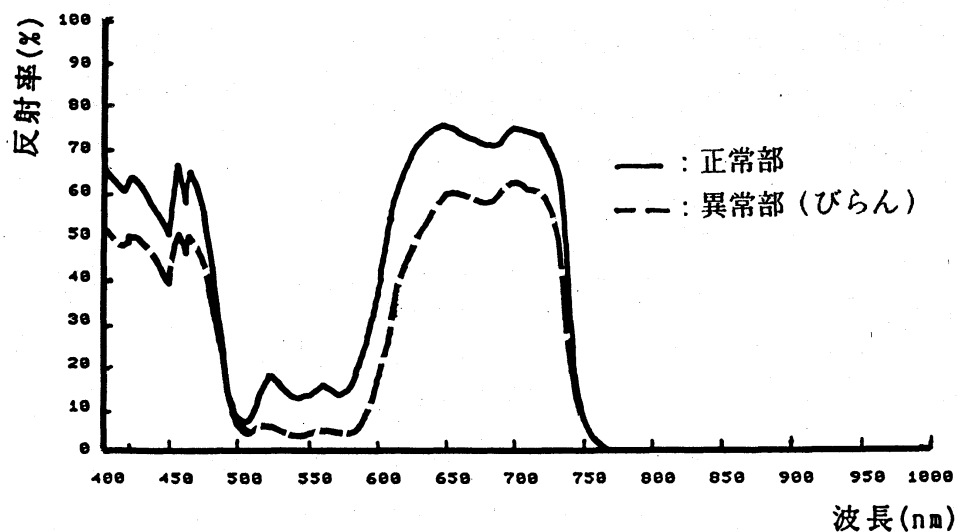


Fig.16 赤外表示方式 B 表示型の生体スペクトル

従ってこのモニターで表示できる色度はそれぞれの蛍光体の色度座標を頂点とする三角形内である。

観察光源を D 65 として CIE 1931 XYZ 色度を求めると, XY Z と C R T の R G B 輝度である LR, LG, L・B の関係は,

$$\begin{vmatrix} LR \\ LG \\ LB \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} 0.663 & -0.293 & 0.106 \\ -0.668 & 1.309 & 0.040 \\ 0.005 & -0.016 & 0.067 \end{vmatrix} \begin{vmatrix} X \\ Y \\ Z \end{vmatrix} \quad (2)$$

で表わされ, LR, LG, LB が求められる。また R, G, B 各 8bits の量子化レベルへ,

$$R = \frac{255 \cdot \exp\{[1.9197 - \sqrt{3.6854 - 1.1988 \cdot \ln(LR/88.6)}]}{0.5994}$$

$$G = \frac{255 \cdot \exp\{[1.7435 - \sqrt{3.0398 - 0.9892 \cdot \ln(LG/253.0)}]}{0.4946}$$

$$B = \frac{255 \cdot \exp\{[1.7088 - \sqrt{2.9200 - 0.9436 \cdot \ln(LB/22.4)}]\}}{0.4718} \quad (3)$$

の近似式で変換することができる。

Figs. 11, 13, 15, 16に対応する $u'v'$ 色度図をFig.17に、正常部と異常部との $L^*u^*v^*$ による色差をTable2に示す。

Table 2 正常部と異常部との色差

$\Delta L^*u^*v^*$ (色差)	びらん	発赤線条	ポリープ	小びらん
実際のRGBフィルタ	24.72	5.242	9.422	7.333
理想的なフィルタ	25.45	5.258	9.738	7.473
$G > B, R > G, IR > R$	13.25	9.437	14.12	9.004
$IR > B$	23.48	13.35	10.77	11.34

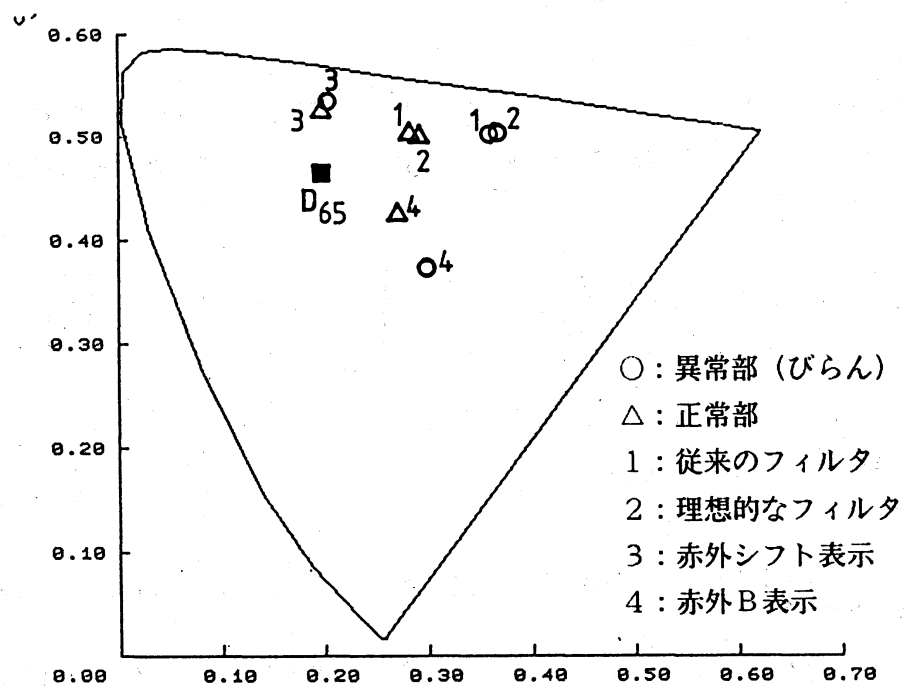


Fig.17 シミュレーション結果の色度座標表示

この結果から正常部と異常部との色差は、いずれのフィルタにおいても従来のものよりも増大することが判る。擬似カラー表示では、“シフト型”の場合で顕著である。これはR領域を人間の視感度が最も高いG成分として表示し、胃壁内部の情報もあわせて抽出されたためであると考えられる。

実際の色としては、“シフト型”ではG、R領域の分布が拡大されるため全体に黄色い色を呈する。また“B表示型”では、B、R領域が拡大されるため紫色を呈することになる。これは本来の粘膜色とはかなり異なって観察されるため、医師の診断が行なわれるときは通常の3色分解法による画像と切り替える必要があると考えられる。

#### 5. マルチバンド法を用いた電子スコープによる2次元分光反射率の推定

従来のマルチバンド法は物体の形状と波長情報を狭帯域の干渉フィルタを用いて写真フィルム上に記録するものである。この画像を計算機で処理するためには、現像処理を行なった後、スキャナーなどでデジタル化する必要がある。また写真フィルムの感光波長範囲によって分光反射率の推定範囲が限定されてしまう。一方、物体をスキャナーで直接スキャンすることにより物体の放射を直接デジタル化する方法もあるが、走査に長時間を要するため胃粘膜のような動きのある被写体に適用することは困難である。そこで本報では電子スコープの3色分解フィルタの代わりに、10枚の干渉フィルタを順次交換、挿入してマルチバンド画像を記録し、得られた分光データをスプライン補間することにより2次元分光反射率を推定した。<sup>8)</sup>

即ち、Fig.18に示すような半値幅約10nm、ピーク波長418nm, 452nm, 504nm, 552nm, 574nm, 600nm, 640nm, 660nm, 683nm, 713nmの干渉フィルタ10枚を光源部に挿入し、順次交

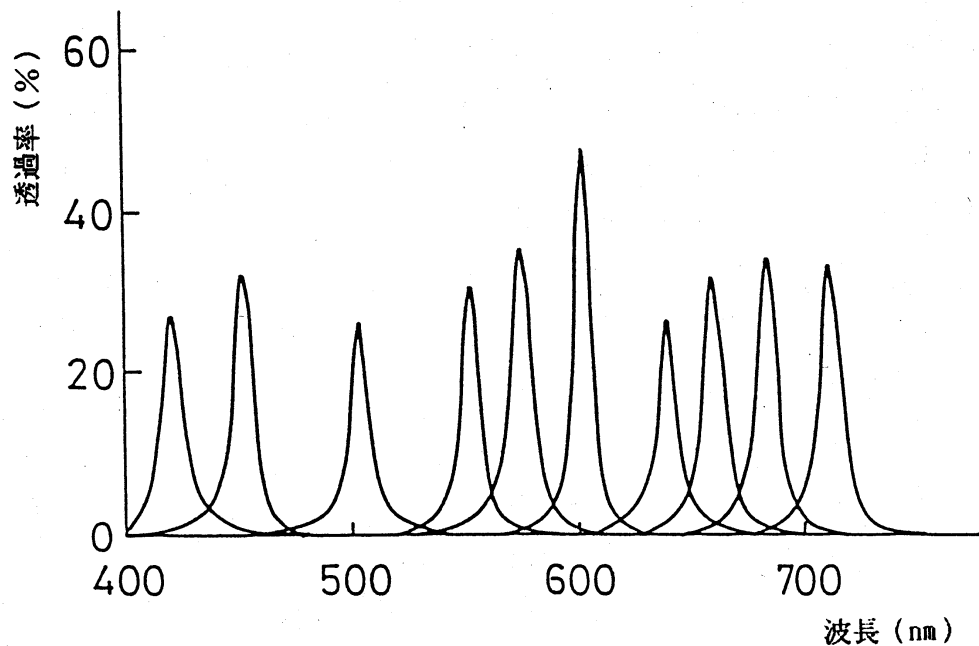


Fig.18 干渉フィルタの分光透過率分布

換して撮像した。ピーク波長が  $504\text{nm}$ ,  $552\text{nm}$ ,  $574\text{nm}$ ,  $600\text{nm}$  の4枚の干渉フィルタは2次干渉によって赤外域に透過帯が存在する。そのためこれらのフィルタを用いる際は赤外線カットフィルタを併用した。また光源の熱放射から干渉フィルタを保護するため、熱線吸収フィルタを常時併用した。

物体の分光反射率は、反射率をパラメータとして、あらかじめ反射率が既知なグレイチャートを参照物体として用いることにより推定した。

分光透過率が  $F_i(\lambda)$  のフィルタを通して得られる反射率  $R_i$  は、

$$R_i = \frac{\int E(\lambda) F_i(\lambda) \rho(\lambda) S(\lambda) d\lambda}{\int E(\lambda) F_i(\lambda) S(\lambda) d\lambda} \quad (i = 1, 2, \dots, 10) \quad (4)$$

のように定義される。ここで  $E(\lambda)$  は光源の分光エネルギー分布,  $\rho(\lambda)$  は物体の分光反射率,  $S(\lambda)$  はシステムの分光特性,  $i$  はフィルタ番号である。

また, 分光反射率  $\rho_n(\lambda)$  をもつグレイチャートは波長選択性を持たないので,

$$\rho_n(\lambda) = k \quad (5)$$

となり, 定数  $k$  で表せる。従ってグレイチャートの反射率  $R_i$  は分光反射率  $\rho(\lambda)$  が  $\rho_n(\lambda)$  と置き換えられ,

$$R_i = \frac{k \cdot \int E(\lambda) F_i(\lambda) S(\lambda) d\lambda}{\int E(\lambda) F_i(\lambda) S(\lambda) d\lambda} = k \quad (6)$$

となる。

フィルタ  $F_i(\lambda)$  を通した電子スコープの出力レベルと16種類のグレイチャートの反射率は, 予備実験により, 2本の直線で近似することができた。従って電子スコープの出力レベル  $L_i$  は,

$$L_i = a_i k + b_i \quad (7)$$

と反射率  $k$  の1次式として表わせる。Fig.19はピーク波長504 nmの干渉フィルタを挿入した場合における電子スコープの出力と反射率の関係を示したものである。

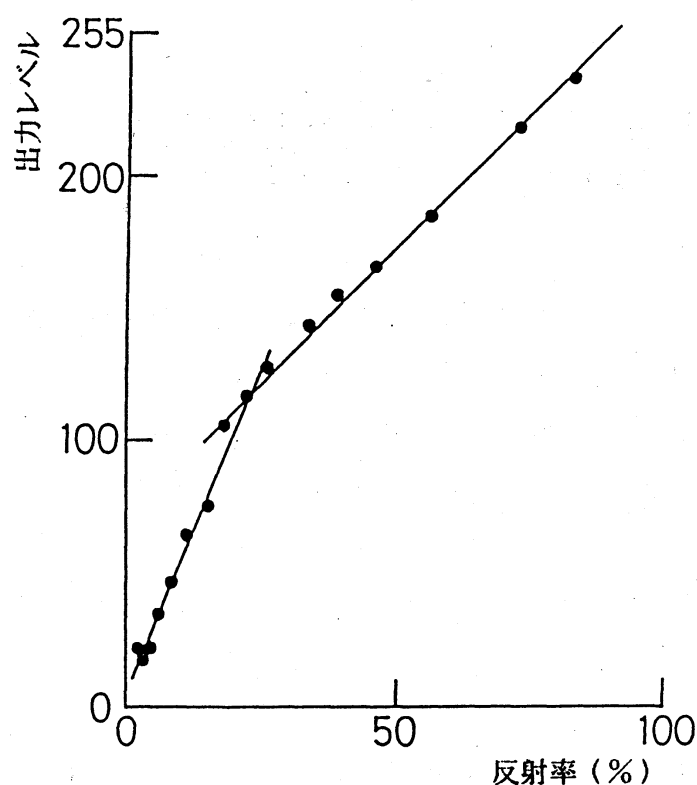


Fig.19 電子スコープの入出力特性 (504nmフィルタ)

ここから分光反射率が未知である物体の反射率  $R_i$  は (6, 7) 式により,

$$R_i = (L_i - b_i) / a_i \quad (8)$$

となる。従って  $a_i$ ,  $b_i$  が求められれば、電子スコープの出力レベル  $L_i$  を反射率  $R_i$  に変換することができる。

そこで  $a_i$ ,  $b_i$  を求めるために、分光反射率を求めたい物体と同時に、反射率が既知の16種類のグレイチャートを参照物体として電子スコープで撮像し、電子スコープの出力レベルとグレイチャートの反射率の関係から最小2乗法により (8) 式を作成し、 $a_i$ ,  $b_i$  を求めた。

この時、2本の直線の境界の値については誤差を伴うことが考えられる。そこで2本の直線式の接点の上下10レベルについては2直線それぞれから求めた値の平均を反射率とした。

実験に使用した干渉フィルタは半値幅が10nmである。従って各フィルタのピーク波長 $\lambda_i$ の位置における干渉フィルタの分光透過率は、デルタ関数と近似できる。すなわち、

$$\delta(\lambda - \lambda_i) = \begin{cases} \infty, & \lambda = \lambda_i \\ 0, & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (9)$$

であり、反射率 $R_i$ は、次式のようになる。

$$\begin{aligned} R_i &= \frac{\int E(\lambda) \delta(\lambda - \lambda_i) \rho(\lambda) S(\lambda) d\lambda}{\int E(\lambda) \delta(\lambda - \lambda_i) S(\lambda) d\lambda} \\ &= O_i(\lambda) \end{aligned} \quad (10)$$

従って、(8)式から求められる反射率 $R_i$ は(10)式から明らかのように、フィルタのピーク波長 $\lambda_i$ の位置における分光反射率と対応している。

物体の分光反射率の曲線は一般に滑らかであると考えられる。従って物体の分光反射率 $\rho(\lambda)$ は $\lambda$ について少なくとも1次導関数までは連続である関数 $\langle \rho(\lambda) \rangle$ として表わされる。各フィルタのピーク波長における分光反射率は既知であるため、 $\langle \rho(\lambda) \rangle$ はFig.20に示されるように、この点を通る関数である。そのため3次自然スプライン関数を用いた補間を行った。

この関数は、各データ点間における区分多項式で表わされる。つまり、各フィルタのピーク波長とピーク波長の間を異なった3次式として表現される。いま、区間 $[a, b]$ における節点(各フィルタのピーク波長)を、

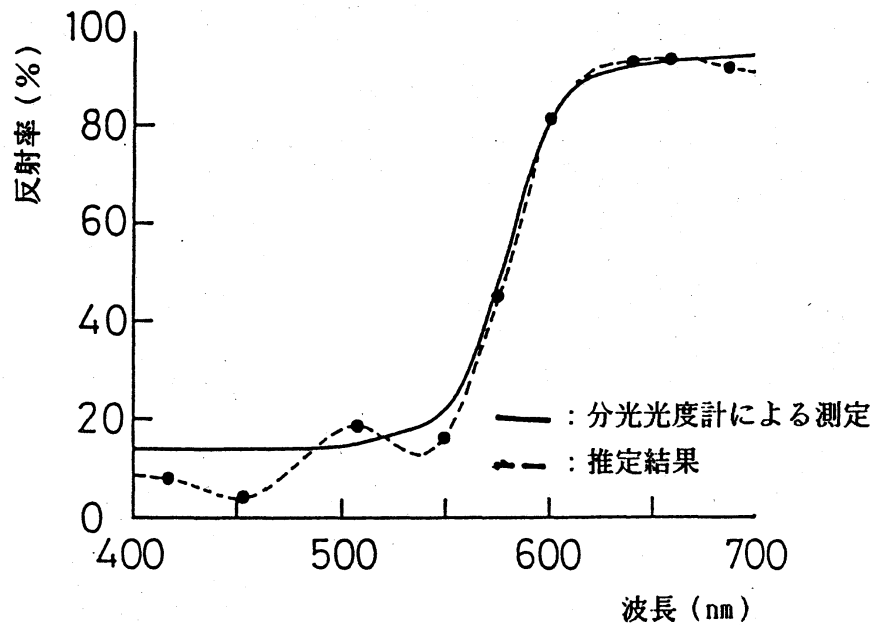


Fig.20 赤色票の画像中央部における推定分光反射率分布

$$a = \lambda_0 < \lambda_1 < \dots < \lambda_n = b \quad (11)$$

とし、節点における関数値（ピーク波長における分光反射率  $0_i(\lambda)$ ）を  $R_0, R_1, \dots, R_n$  とする。また、 $\lambda = \lambda_i$  における 2 次導関数の値を  $M_i$  とし、求める 3 次自然スプライン関数を用いた分光反射率の関数を  $\langle \rho(\lambda) \rangle$  で表わす。 $\langle \rho(\lambda) \rangle$  の 2 次導関数は折れ線になるので、区間  $[\lambda_{i-1}, \lambda_i]$  において、

$$\langle \rho''(\lambda) \rangle = M_{i-1} \frac{\lambda_i - \lambda}{h_i} + \frac{\lambda - \lambda_{i-1}}{h_i} M_i \quad (12)$$

(  $i = 1, 2, \dots, n$  )

と表わせる。ここで  $h_i = \lambda_i - \lambda_{i-1}$  で区間の長さである。

(12)式を 2 回積分し、条件  $\langle \rho(\lambda_{i-1}) \rangle = R_{i-1}$ ,  $\langle \rho(\lambda_i) \rangle = R_i$  により積分定数を決定すれば、 $\langle \rho(\lambda) \rangle$  は、



$$\begin{aligned}
\langle \rho(\lambda) \rangle &= M_{i-1} \frac{(\lambda_i - \lambda)^3}{6h_i} - \frac{\lambda_i - \lambda}{6} h_i \\
&+ M_i \frac{(\lambda - \lambda_{i-1})^3}{6h_i} - \frac{\lambda - \lambda_{i-1}}{6} h_i \\
&+ \frac{\lambda_i - \lambda}{6h_i} R_{i-1} + \frac{\lambda - \lambda_{i-1}}{6} R_i \quad (13)
\end{aligned}$$

となる。ここで境界条件として  $M_0, M_n$  の値が必要であるが、ここでは、 $M_0 = M_n = 0$  とおくことにより、 $M_1, M_2, \dots, M_{n-1}$  を決定した。

電子スコープで物体を撮像する場合ライトガイドからの照明は、撮影距離によりムラを生じる。またスコープの対物レンズによる周辺光量低下も考えられる。電子スコープのレンズの中心とライトガイドの位置とが異なるため、被写体が均一表面であっても、画像中央部の出力レベルが最大レベルとはならない。このためグレイチャートを撮像した画像  $g(x, y)$  より

$$d(x, y) = \frac{g_{\max} - g(x, y)}{g_{\max}} + 1 \quad (14)$$

$$d_0 = \frac{g_{\max} - g_0}{g_{\max}} + 1 \quad (15)$$

$$S(x, y) = d(x, y) / d_0 \quad (16)$$

となる画像フィルタ  $S(x, y)$  を作成する。ここで  $g_{\max}$  は  $g(x, y)$  のライトガイド付近での出力レベル、 $g_0$  は  $g(x, y)$  の

中心部での出力レベル,  $d(x, y)$  はライトガイド付近での出力レベルに対する減衰率である. よって補正前の画像  $f(x, y)$  に対して  $S(x, y)$  を乗することにより, 補正した画像  $h(x, y)$  が表わされる.

$$h(x, y) = f(x, y) \times S(x, y) \quad (17)$$

以上のような理論に基づいて, 13枚の色票を被写体として分光反射率を推定した. 色票は光沢を持ち, 分光反射率の異なるものを選択した.

Fig.20に, 赤色系の色票の推定結果を示す. 実線は一般の分光光度計で測定した分光反射率を, ●は10枚の干渉フィルタにより得られた反射率を, 点線は3次スプライン関数により補間した分光反射率をそれぞれ表わす. また400nm~700nmの区間において10nm間隔, 31点での平均誤差を求めた. その誤差  $dE$  を

$$dE = \frac{\sum_{j=1}^{31} |\rho(\lambda_j) - \langle \rho(\lambda_j) \rangle|}{31} \quad (18)$$

(  $j = 1, 2, \dots, 31$  )

とすると, No.1 ~ No.13 までの平均誤差  $dE$  は 0.054 である. また Fig.21は, CIE1976  $u' v'$  色度図上での推定値を○, 実際の値を△として示しており,  $L^*u^*v^*$  の平均色差  $\Delta E^*$  は 16.0 である. ここで観察光源は D65 を用いた.

分光反射率の推定結果を見ると, フィルタのピーク波長で実測値との誤差が生じている. この理由としては, デルタ関数と仮定したフィルタの形状が, 半値幅を持ちその分布に広がりを持っている為だと考えられる.

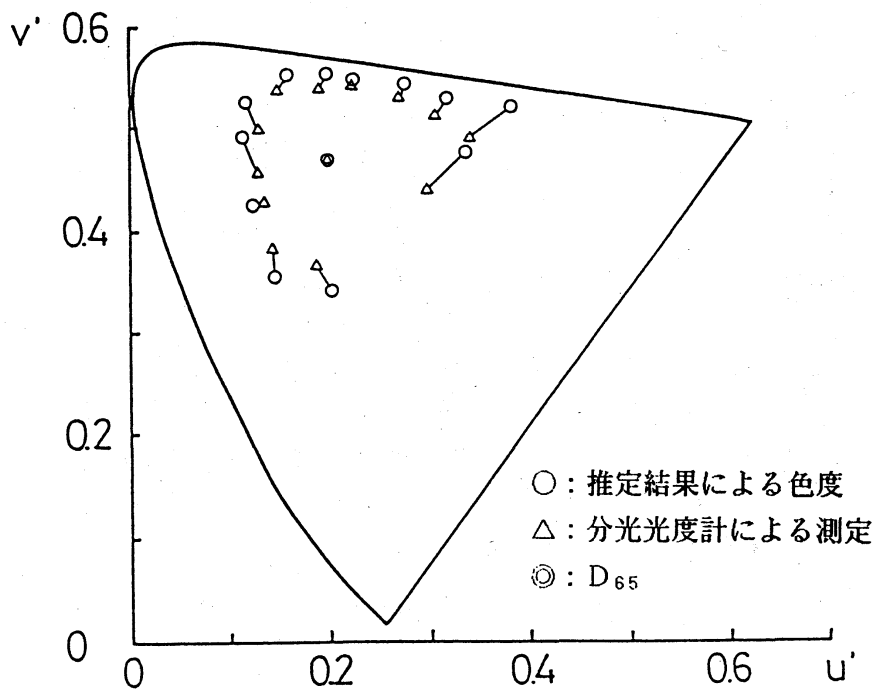


Fig.21 精度評価用色票の色度値

また色票の推定において CIE 1976  $u'$   $v'$  色度図上での推定値が実際の値より周辺部に寄っているのは、推定された分光反射率分布が、実測地よりも低く計算された為であると考えられる。

つぎにシェーディング補正による誤差の低減を行なった。13枚の色票の分光反射率を推定し、(17)式による補正を行なった。Fig.22に赤色色票色票において、画像の中心から64画素離れた部分での推定結果を示す。実線は一般の分光光度計で測定した分光反射率を、●は10枚の干渉フィルタにより得られた補正前の反射率を、点線は3次スプライン関数により補間した補正前の分光反射率を、▲は10枚の干渉フィルタにより得られた補正後の反射率を、一点鎖線は3次スプライン関数により補間した補正後の分光反射率をそれぞれ示している。

(18)式による平均誤差  $dE$  は補正前が 0.1138, 補正後が

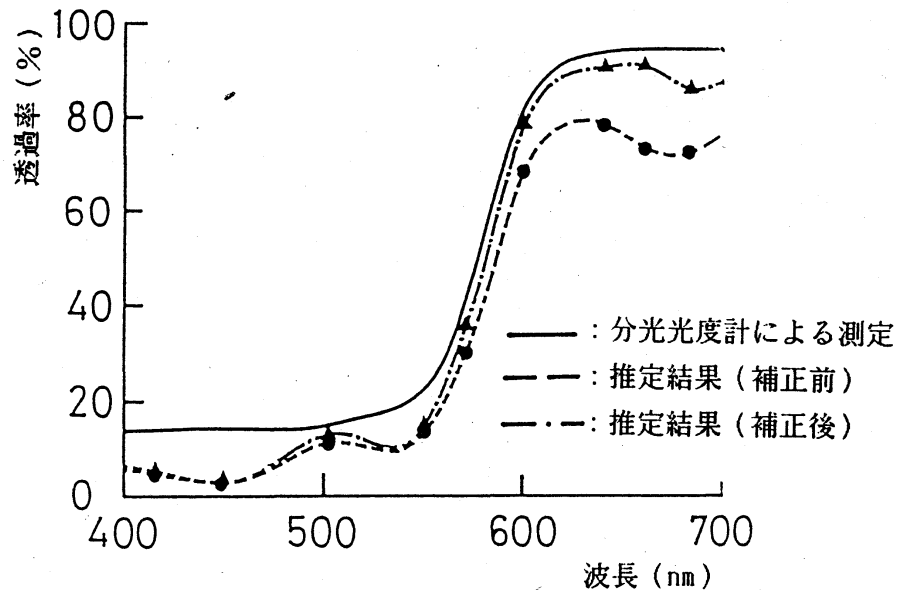


Fig.22 赤色票の画像周辺部の推定分光反射率の変化

0.0732 であり、誤差が 0.041 低減された。また CIE 1976  $L^*u^*v^*$  の平均色差  $\Delta E^*$  は補正前が 16.7、補正後は 15.6 で、色差は 1.1 低減された。

色票を用いた場合に、シェーディング補正により画像周辺部での色差を低減することが可能となった。しかしながら複雑な胃粘膜の形状を考慮すると、その形状ごとに補正を行なうのは困難であると考えられる。実際の内視鏡画像においても、目標となる領域の周辺が強く照明されており、円筒形の周囲などに光量不足の範囲が存在する。そのため画像中の全ての分光反射率分布を正確に測定することは困難であると思われる。

このマルチバンド法を用いたシステムでは、干渉フィルタを測定ごとに取り替えねばならず、1組のマルチバンド画像を取り込むまでにかなりの時間を要する。そのため、実際の胃粘膜に適応するためには測定時間に問題があり、臨床実験

は実施できなかった。そこで胃模型を用いて2次元スペクトル測定を行なった。また実際の3色分解フィルタを用いて胃模型を撮像し、比較を行なった。Fig.23はCRTに表示された色から各画素の色度座標値を逆変換により算出し、CIE 1976  $u'$   $v'$  色度図上における3次元ヒストグラムとして表わしたものである。 $u'$   $v'$  平面上の3角形はCRTの表色可能範囲を示している。

一方、Fig.24はFig.23と同じ部位をマルチバンド法で撮像し、観察光源をD65として各画素ごとに推定した分光反射率から求めた色度分布をCIE 1976  $u'$   $v'$  色度図上における3次元ヒストグラムとして表わしたものである。この方法で分光反射率分布を推定すると、NTSCで測定できる範囲を超えて色の測定ができることが判る。特に赤色の範囲ではその傾向が著しい。

電子スコープにマルチバンド法を適用することにより、波長が400nm~700nmの範囲で物体の2次元分光反射率を推定することができた。しかしながら実際の診断に適用する場合には、測定時間に問題がある。現在用いられている3色分解回転フィルタに変えて、透過率の高い干渉フィルタを多数枚装着し、同期をとることが必要であろう。また干渉フィルタの枚数を減少させる必要もある。

さらに今回は可視域のみでマルチバンド法を適用したが、先のシミュレーションに基づき、赤外域での測定も可能となるため、そのような応用も必要であると思われる。

マルチバンド法を用いた2次元分光反射率推定システムを臨床に応用するためには多くの困難が伴う。しかし実際に臨床に用いることができれば医師の肉眼的な所見に頼っていた従来の診断では不可能であった病変部の定量化や自動領域抽出が可能になると考えられる。

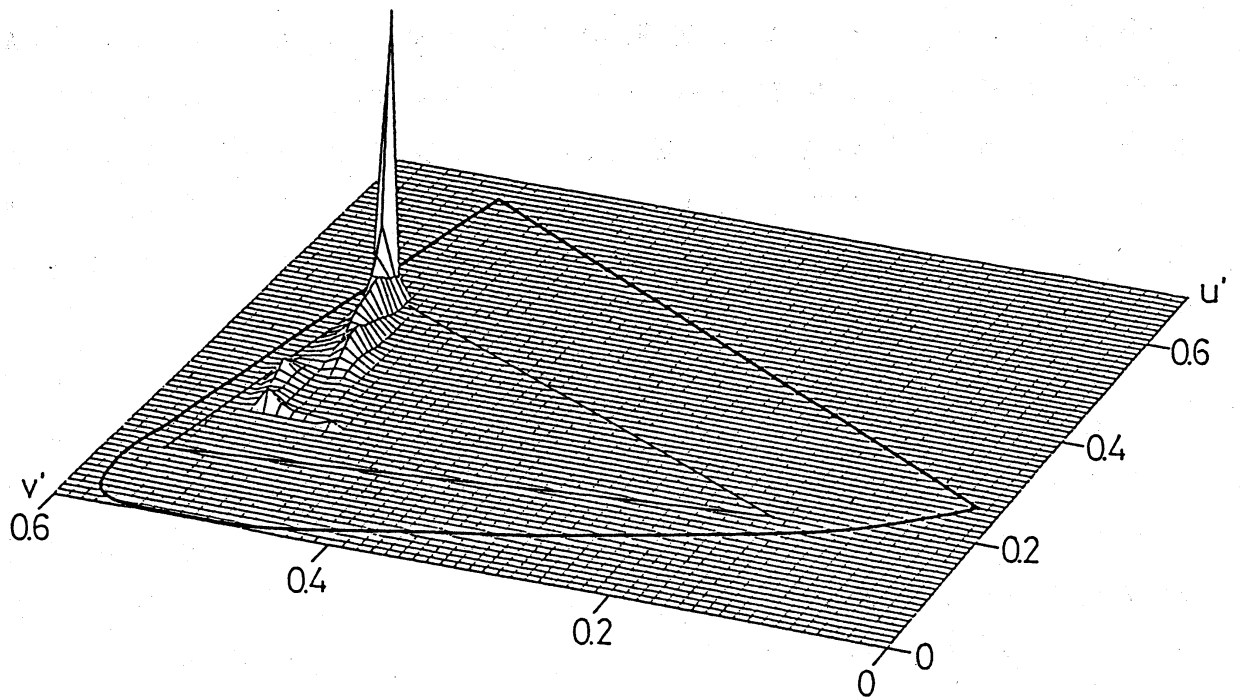


Fig.23 電子スコープ本来の表示可能色度範囲

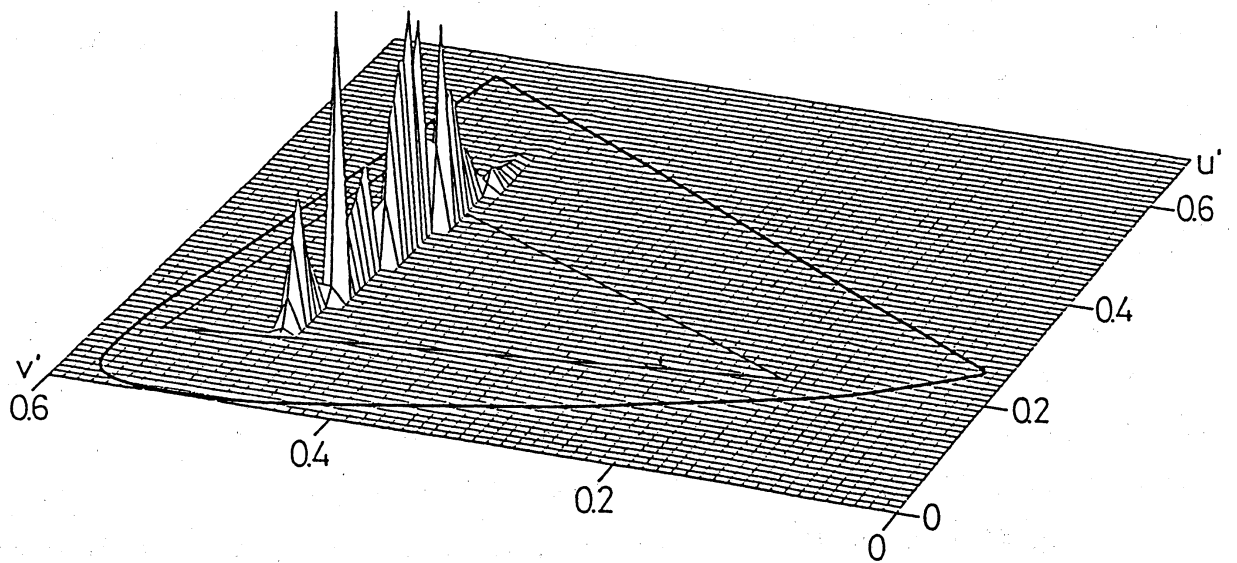


Fig.24 マルチバンド法によるシステムの表示可能色度範囲

## 6. まとめ

内視鏡システムを利用して、胃粘膜生体スペクトルを測定するシステムを構築し、実際の臨床に応用した結果について述べた。また得られたスペクトルデータに基づき、電子スコープの色再現シミュレーションを行ない、最適な分光透過率を有する3色分解フィルタを推定した。また赤外域の測定についても考察を行なった。

生体スペクトルの測定については、従来のファイバースコープを利用した内視鏡分光器と、電子スコープを用いた2次元分光反射率推定システムとを開発した。内視鏡分光器では450nmから900nmまでの胃粘膜分光反射率測定が可能であり、また電子スコープシステムによるマルチバンド法によるスペクトル推定を行ない、NTSCの表色範囲外の反射率も推定が可能であった。

さらに赤外域の画像を擬似カラーとして表示するフィルタを推定し、従来の表面反射色に加えて胃壁内部の血管像を観察することの可能性を示唆した。

粘膜色を診断に用いる内視鏡システムにおいては、表示メディアにかかわらず再現色が同一に観測されることが診断精度向上のために必要である。本研究で得られた成果が今後の新しい内視鏡の画像診断へ活用されることを期待したい。

本研究の臨床実験に御協力いただいた東邦大学大橋病院の酒井教授、及び有益なご討論をいただいた本研究室の矢口博久助教授、粘膜色測定に協力いただいた大学院修士1年の吉永洋君に謝意を表明する。

## 7. 参考文献

- 1) たとえば 小野, 池田: O plus E, 78, 75(1986)
- 2) Y.Miyake, T.Sekiya et al.: J. Photogr. Sci., 37, 134(1989)

- 3) 三宅: 光技術コンタクト, 25, 28(1987)
- 4) San Wan, J. A. Parrish et al.: Photochemistry and Photobiology, 34, 679(1981)
- 5) 鉦鹿明弘: テレビジョン, 21, 534(1976)
- 6) 関谷, 三宅他: 第36回応用物理学会, 815(1989)
- 7) 関谷, 三宅他: 第20回画像工学コンファレンス, 339(1989)
- 8) 吉永, 関谷他: 日本写真学会年次大会, 185(1989)